

19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

12 Übersetzung der  
europäischen Patentschrift  
EP 0674 772 B1

13 Int. Cl. 6:

G01 T 1/29  
A 61 B 5/05

10 DE 693 08 324 T 2

DE 693 08 324 T 2

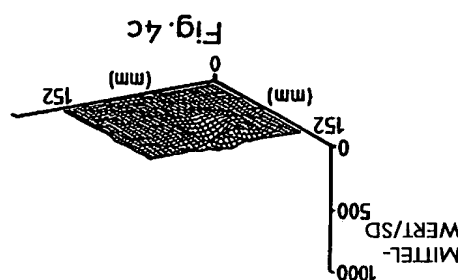
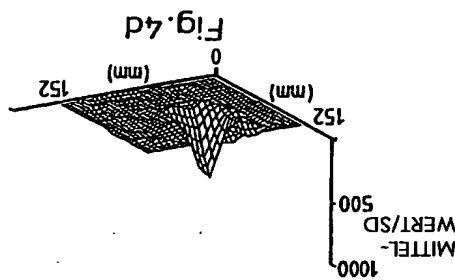
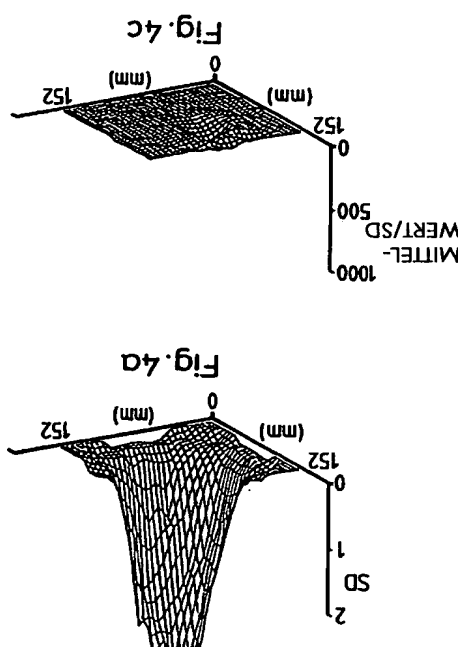
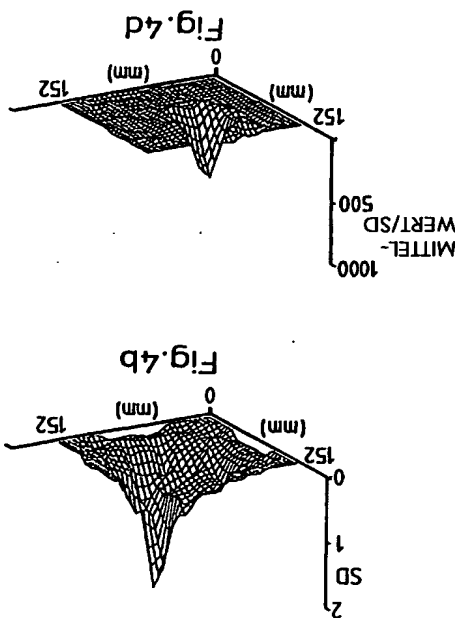
- 21 Deutsches Aktenzeichen: 693 08 324.7
- 22 PCT-Aktenzeichen: PCT/GB93/02564
- 23 Europäisches Aktenzeichen: 94 902 876.7
- 24 PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 94/15228
- 25 PCT-Anmeldetag: 18. 12. 93
- 26 Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: 7. 7. 94
- 27 Erstveröffentlichung durch das EPA: 4. 10. 95
- 28 Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: 28. 2. 97
- 29 Veröffentlichungstag im Patentblatt: 5. 6. 97

- 30 Unionspriorität: 32 33 34  
18.12.92 GB 9226378
- 35 Patentinhaber:  
British Technology Group Ltd., London, GB
- 36 Vertreter:  
Patent- und Rechtsanwälte Wuesthoff & Wuesthoff,  
81541 München
- 37 Benannte Vertragsstaaten:  
DE, FR, GB

- 38 Erfinder:  
BARBER, David, Charles, Sheffield S11 7EY, GB;  
BROWN, Brian, Hilton, Holmesfield, Sheffield S18  
6SB, GB

39 TOMOGRAPHIE

DE 693 08 324 T 2



Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erhaltene europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1981 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patentamt inhaltlich nicht geprüft.

Allgemeiner Stand der Technik

Diese Erfindung bezieht sich auf die Tomographie und insbesondere auf die verschiedentlich als elektrische Impedanztomographie oder Tomographie mit angelegtem Potential bekannte Technik, worauf im folgenden als EIT verwiesen wird.

EIT schließt die Erzeugung von Bildern, die die Verteilung einer elektrischen Eigenschaft, wie z.B. einer elektrischen Leitfähigkeit oder eines elektrischen Widerstands, über eine Querschnittsebene eines untersuchten Körpers darstellen, aus Messungen ein, die an dem Umfang der Querschnittsebene vorgenommen werden. Die Technik findet bei einer nicht eingreifenden Untersuchung von menschlichen Patienten Anwendung, kann aber für die Untersuchung von Tieren oder anderen Körpern verwendet werden, wie z.B. geologischer Massen. Sie ist ein relativ billiges Tomographieverfahren, erlaubt eine ständige Überwachung und leidet nicht an den biologischen Risiken, die mit anderen Prozeduren, wie z.B. einer computergestützten Röntgentomographie, verbunden sind. Die Technik ist z.B. in einem Artikel mit dem Titel "Applied potential tomography" von D.C. Barber und B.H. Brown beschrieben, der in J.Phys.E.: Sci.Instrum., Band 17 (1984), Seiten 723-733, veröffentlicht ist, und in anderen Artikeln, auf die darin verwiesen wird oder die später veröffentlicht wurden.

In einer typischen Anwendung der EIT auf einen Körper wird ein Feld von z.B. sechzehn Elektroden um den Umfang eines Körperquerschnitts, wie z.B. den Thorax, angeordnet. Elektrische Ströme von einer Konstantstromquelle mit einigen Milliampere bei einer festen Frequenz werden wiederum an benachbarte Paare der (als "Ansteuerpaare" bekannten) Elektroden angelegt, und für jeden angelegten Strom wird die reelle Komponente der Potentialdifferenz zwischen den dreizehn benachbarten Paaren der vierzehn anderen (als "Empfangspaare" bekannten) Elektroden gemessen. Weitere Messungen zwischen nicht benachbarten Elektrodenpaaren sind nicht erforderlich, da sie keine unabhängigen Daten repräsentieren würden, sondern durch Linearkombinationen der beobachteten Messungen erhalten werden könnten. Es ist natürlich besonders zu erwähnen, daß Ansteuerpaare und Empfangs-

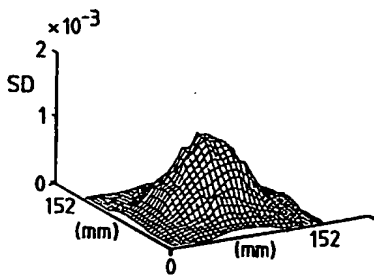


Fig.3a

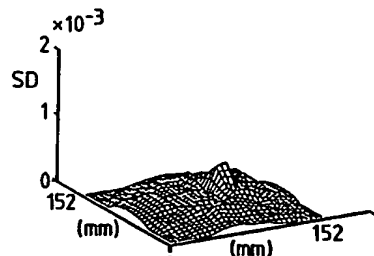


Fig.3b

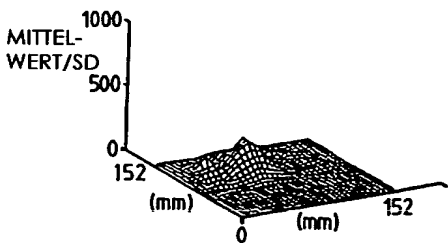


Fig.3c

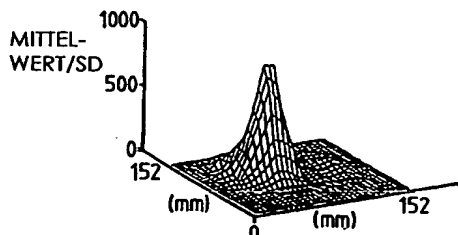


Fig.3d

1/3

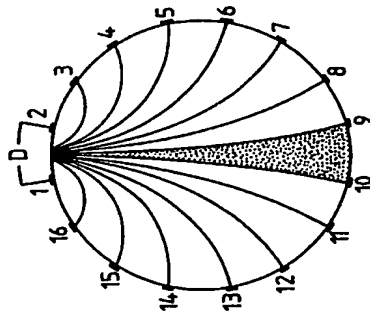


Fig. 1

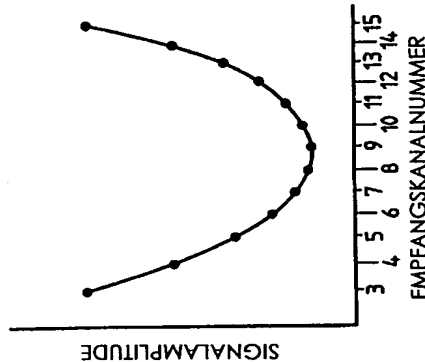


Fig. 2

paare nicht notwendigerweise aus benachbarten Elektroden bestehen müssen und daß andere Kombinationen von Elektroden verwendet werden können, um den Satz unabhängiger Daten zu sammeln. Auf den resultierenden Satz von Spannungen von allen dreizehn Empfangspaaren wird als ein "Datenprofil" verwiesen. Die gemessenen Werte von allen solchen Datenprofilen werden gespeichert und verarbeitet, um ein zweidimensionales Bild der Widerstandsverteilung innerhalb des Körpers zu erzeugen. Ein statisches Bild kann erzeugt werden, das den Absolutwert eines Gewebewiderstands darstellt, oder ein dynamisches Bild kann erzeugt werden, das die Änderungen des Widerstands von einer Referenz aus anzeigt. Das letztgenannte ist klinisch nützlicher, da sich ändernde Merkmale des Körpers, wie z.B. eine Herzaktivität und Lungenaktivität, überwacht werden können.

Das EIT-Bild wird rekonstruiert, indem man annimmt, daß die Messungen um den Umfang einer zweidimensionalen homogenen kreisförmigen leitenden Ebene vorgenommen worden sind. Die gemessenen Werte werden gefiltert, um ein dem Abbildungsprozeß anhaftendes Verschmieren zu korrigieren, und dann entlang Rückprojektionslinien rückprojiziert, um eine Bestimmung der Widerstandswerte innerhalb der leitenden Bildebene zu gestatten. Das endgültige rekonstruierte Bild kann dann angezeigt werden, wobei die Geschwindigkeit der Bilderzeugung von der Datenverarbeitungsrate des Bildrekonstruktionssystems abhängt. Die Rückprojektionsrekonstruktionstechnik ist in US-4617939 ausführlicher beschrieben, worauf für weitere Einzelheiten verwiesen werden kann.

Die Auflösung des Bildes ist durch die Anzahl unabhängiger verfügbarer Messungen begrenzt, mit anderen Worten durch die Anzahl verwendeter Elektroden. Um eine Bildrekonstruktionsgeschwindigkeit zu verbessern, werden zur digitalen Signalverarbeitung Transputer verwendet. Außerdem können die Messungen der Spannungen in allen Empfangspaaren parallel vorgenommen werden. Eine solche parallele Datenerfassung gestattet, daß jede Messung über eine längere Periode und daher mit einer höheren Genauigkeit vorgenommen wird. Weitere Einzelheiten dieses Systems können in WO91/19454 gefunden werden.

Die oben kurz beschriebene Bildrekonstruktionstechnik erzeugt klinisch wertvolle Bilder. Man hat jedoch allgemein erkannt, daß die Zuverlässigkeit des Bildes über die gesamte

Bildebene wegen der Ferne der Messpunkte von der Mitte des Körperquerschnitts nicht konstant ist. Die größte Unsicherheit findet man in der Mitte des rekonstruierten Bildes, weil kleine Fehler in Randmessungen große Fehler in den rekonstruierten Bilddaten in diesem zentralen Bereich verursachen. Folglich ist das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) des Bildes in der Nachbarschaft des Umfangs relativ hoch und nimmt zur Mitte des Bildes hin ab. Als Folge ist es schwierig, kleine Änderungen in der Mitte des Bildes zuverlässig zu detektieren.

#### 10 Zusammenfassung der Erfindung

Es ist ein Ziel der vorliegenden Erfindung, das oben erwähnte Problem zu verringern und die Bildqualität eines Teils eines Bildes selektiv zu steigern, und zu diesem Zweck wird gemäß einem Gesichtspunkt der Erfindung ein Verfahren zur Datenerfassung zur Verwendung beim Aufbau eines Tomographie-Bildes eines Körpers geschaffen, bei dem:

mehrere Elektroden der Oberfläche des Körpers benachbart in beabstandeten Intervallen auf dem Körper angeordnet werden; sukzessiv durch die Elektroden an zumindest einem Elektrodenpaar ein elektrisches Eingangssignal angelegt wird, um eine Potentialdifferenz zwischen anderen Elektrodenpaaren zu erzeugen, und an den anderen Elektrodenpaaren gemessen wird; und an den anderen Elektrodenpaaren und in jeder Phase des sukzessiven Anlegens eines Eingangssignals Ausgangssignale gemessen werden, die eine elektrische Eigenschaft des Körpers darstellen, der jedem angelegtem Eingangssignal ausgesetzt ist; dadurch gekennzeichnet, daß die Messungen in variierenden Zeitspannen vorgenommen werden.

In einer Ausführungsform wird die Zeitspanne, in der jede Messung vorgenommen wird, gemäß den relativen Lagen des Elektrodenpaars, an dem das Signal gemessen wird, und des Elektrodenpaars ausgewählt, an dem das elektrische Eingangssignal angelegt wird. Zum Zwecke der Zeitgleichung wird die Zeitspanne, in der jede Messung vorgenommen wird, gemäß einer theoretisch erwarteten Signalgröße basierend auf den relativen Lagen ausgewählt.

Alternativ wird die Zeitspanne, in der jede Messung vorgenommen wird, gemäß der Größe des gemessenen Ausgangssignals ausgewählt.

6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, worin für jede Phase des sukzessiven Anlegens eines Eingangssignals die Ausgangssignale an den anderen Elektrodenpaaren parallel gemessen werden.

7. Verfahren nach Anspruch 6, worin die angelegten Eingangssignale gleichzeitig an verschiedenen Elektrodenpaaren bei verschiedenen Frequenzen angelegt werden, während die Ausgangssignale gleichzeitig an ausgewählten anderen Elektrodenpaaren bei entsprechenden Frequenzen gemessen werden.

8. Vorrichtung zur Datenerfassung zur Verwendung beim Aufbau eines Tomographie-Bildes eines Körpers mit: mehreren Elektroden, die der Oberfläche des Körpers benachbart in beabstandeten Intervallen auf dem Körper angebracht werden können;

einem Mittel, um sukzessiv durch die Elektroden ein elektrisches Eingangssignal an zumindest einem Elektrodenpaar anzulegen, um eine Potentialdifferenz zwischen den anderen Elektrodenpaaren zu erzeugen; und einem Mittel, um an den anderen Elektrodenpaaren und in jeder Phase des sukzessiven Anlegens des Eingangssignals Ausgangssignale zu messen, die eine elektrische Eigenschaft des Körpers darstellen, der jedem jeweiligen angelegten Eingangssignal ausgesetzt ist; dadurch gekennzeichnet, daß das Mittel zum Messen Mittel umfaßt, um die Zeitspannen zu variieren, in denen die Messungen vorgenommen werden.

94 902 875.7

# Patentansprüche

5 1. Verfahren zur Datenerfassung zur Verwendung beim Aufbau eines Tomographie-Bildes eines Körpers, bei dem:  
mehrere Elektroden der Oberfläche des Körpers benachbart in beabstandeten Intervallen auf dem Körper angeordnet werden;  
sukzessiv durch die Elektroden ein elektrisches Eingangssignal  
10 an zumindest ein Elektrodenpaar angelegt wird, um eine Potentialdifferenz zwischen anderen Elektrodenpaaren zu erzeugen;  
und  
an den anderen Elektrodenpaaren und in jeder Phase des sukzessiven Anlegens eines Eingangssignals Ausgangssignale gemessen  
15 werden, die eine elektrische Eigenschaft des Körpers darstellen, der jedem angelegten Eingangssignal ausgesetzt ist;  
dadurch gekennzeichnet, daß die Messungen in variierenden Zeitspannen vorgenommen werden.

20 2. Verfahren nach Anspruch 1, worin die Zeitspanne, in der jede Messung vorgenommen wird, gemäß den relativen Lagen des Elektrodenpaars, an dem das Signal gemessen wird, und des Elektrodenpaars ausgewählt wird, an dem das elektrische Eingangssignal angelegt wird.

25 3. Verfahren nach Anspruch 2, worin zum Zwecke der Zeitgewichtung die Zeitspanne, in der jede Messung vorgenommen wird, gemäß einer theoretisch erwarteten Signalgröße basierend auf den relativen Lagen ausgewählt wird.

30 4. Verfahren nach Anspruch 1, worin die Zeitspanne, in der jede Messung vorgenommen wird, gemäß der Größe des gemessenen Ausgangssignals ausgewählt wird.

35 5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, worin die Art und Weise einer Variation der Zeitspannen zur Messung gewählt wird, um die Bildqualität in einem vorher ausgewählten Teil des Bildes zu verbessern.

Die Art und Weise einer Änderung der Zeitspannen für die Messung wird gewählt, um die Bildqualität in einem vorausgewählten Teil des Bildes zu verbessern.

5 Für jede Phase des sukzessiven Anlegens eines Eingangssignals können die Ausgangssignale an den anderen Elektrodenpaaren parallel gemessen werden.

10 In dem Fall einer parallelen Datenerfassung bevorzugt man, daß die angelegten Eingangssignale gleichzeitig an verschiedenen Elektrodenpaaren bei verschiedenen Frequenzen angelegt werden, wohingegen die Ausgangssignale gleichzeitig an ausgewählten anderen Elektrodenpaaren bei entsprechenden Frequenzen gemessen werden.

15 Gemäß einem anderen Gesichtspunkt der Erfindung wird eine Vorrichtung zur Datenerfassung zur Verwendung beim Aufbau eines Tomographie-Bildes eines Körpers geschaffen mit:  
mehreren Elektroden, die der Oberfläche des Körpers benachbart in beabstandeten Intervallen auf dem Körper angebracht werden können;

20 einem Mittel, um sukzessiv durch die Elektroden ein elektrisches Eingangssignal an zumindest einem Elektrodenpaar anzulegen, um eine Potentialdifferenz zwischen den anderen Elektrodenpaaren zu erzeugen; und

25 einem Mittel, um an den anderen Elektrodenpaaren und in jeder Phase des sukzessiven Anlegens des Eingangssignals Ausgangssignale zu messen, die eine elektrische Eigenschaft des Körpers darstellen, der jedem jeweiligen angelegten Eingangssignal ausgesetzt ist; dadurch gekennzeichnet, daß das Mittel zum Messen Mittel umfaßt, um die Zeitspannen zu variieren, in denen die Messungen vorgenommen werden.

30 Eine längere Meßperiode kann daher für die kleineren Signale verwendet werden, und dies hat das Rauschelement des Signals zur Folge, das eine Zufallsfluktuation ist, die reduziert wird, da die aufgezeichnete Messung einen Durchschnitt über diese Periode darstellt. Falls das Rauschen ein Gaußsches Rauschen ist, wird dann das SNR im Verhältnis zur Quadratwurzel der Integrationszeit verbessert. Für kleine Signale werden niedrigere Rauschpegel erhalten, und somit werden z.B. in dem Fall eines im wesentlichen kreisförmigen Körperquerschnitts genauere Messungen vorgenommen, die Informationen über die Mitte des Bildes  
40 darstellen.

### Spezielle Beschreibung

Bestimmte Ausführungsformen der Erfindung werden nun beispielsweise mit Verweis auf die beiliegenden Zeichnungen beschrieben, in denen:

5     Figur 1 die Rückprojektionstechnik in der EIT veranschaulicht;

10    Figur 2 die Verteilung von Signalamplituden darstellt, die bei verschiedenen Empfangspaaren als Folge eines an ein Ansteuerpaar angelegten Signals empfangen werden;

15    die Figuren 3a bis 3d die Leistungsfähigkeit des Verfahrens der Erfindung an Daten von einem mit Salz gefüllten Tank veranschaulichen, der eine Kunststoffstange enthält, wobei ein Bildrekonstruktionsalgorithmus verwendet wird; und

20    die Figuren 4a bis 4d den Figuren 3a bis 3d entsprechen, aber die Verwendung eines alternativen Bildrekonstruktionsalgorithmus veranschaulichen.

25    Figur 1 veranschaulicht die Rückprojektionstechnik, wie sie für eine kreisförmige Ebene mit gleichmäßiger Leitfähigkeit mit um ihren Umfang regelmäßig beabstandeten 16 Elektroden verwendet wird. Die gekrümmten Linien repräsentieren Isopotentiale für das Elektrodenansteuerpaar 1/2, das als ein Dipol D dargestellt ist, und entlang solcher Linien können die tatsächlichen gemessenen Signale rückprojiziert werden, um die Widerstandswerte an Punkten innerhalb der Ebene zu lokalisieren. Sind für alle alternativen Ansteuerpaare die Messungen vorgenommen und die Daten gefiltert worden, werden die Widerstandsbilder von jedem Datenprofil erzeugt und in gewichteter Weise überlagert, um die Bilddaten zu erzeugen.

30    Natürlich sind andere Verfahren zur Bildrekonstruktion als dasjenige möglich, worauf oben verwiesen wurde und das in Figur 1 veranschaulicht wurde, und es versteht sich, daß die Anwendbarkeit der vorliegenden Erfindung in keiner Weise auf irgendeine spezielle Rekonstruktionstechnik begrenzt ist, die verwendet werden kann.

35    Wenn man die gleichmäßige kreisförmige Ebene von Figur 1 betrachtet, wird zweifellos die an den verschiedenen Elektroden gemessene Signalamplitude eine Funktion des Abstands von dem Ansteuerpaar sein, wobei das schwächste Signal dasjenige ist, das an den Elektroden auf der gegenüberliegenden Seite der

diese in keiner Weise dazu gedacht sind, den Umfang der Erfindung zu begrenzen.

Verwendet man ein Verhältnis von 49 zu 1, beträgt die Verbesserung im zentralen Rauschen  $16,5 \pm 0,3$  dB und  $15,6 \pm 0,4$  dB unter Verwendung des Mk-1- bzw. Mk-2-Rekonstruktionsalgorithmus. Nach einem Rauschgleichheit fällt das RMS-Rauschen bei der Bildmitte in bezug auf das am Rand vom 15-fachen auf das 2,2-fache und vom 30-fachen auf das 5,0-fache, wenn man den Mk-1- bzw. Mk-2-Rekonstruktionsalgorithmus verwendet. Es ist schwierig, eine vollständig gleichmäßige Rauschverteilung zu erzeugen, aber es ist möglich, eine sehr bedeutsame Verbesserung in der Gleichmäßigkeit des Rauschens herzustellen.

Die Figuren 3 und 4 zeigen die Ergebnisse eines Rauschgleichs an den Bildern der Kunststoffstange in dem Tank, wobei das in Tabelle 1 dargestellte Ausgleichschema mit Mk-1- bzw. Mk-2-Rekonstruktionsalgorithmen verwendet wurde.

Figur 3a zeigt die Standardabweichung über den Bildern vor dem Ausgleich, wohingegen Figur 3(b) diese nach dem Ausgleich darstellt. Figur 3(c) zeigt das SNR vor dem Ausgleich, wohingegen Figur 3(d) dieses nach dem Ausgleich zeigt. Für ein bestimmtes Pixel ist das SNR durch den durch die Standardabweichung geteilten mittleren Signalwert gegeben. Die Verbesserung in dem SNR über dem zentralen Gebiet ist sehr deutlich. Die Figuren 4(a) bis 4(d) zeigen äquivalente räumliche Darstellungen für Bilder, die unter Verwendung des Mk-2-Algorithmus rekonstruiert wurden. Wieder ist die Verbesserung in dem SNR deutlich, aber die Rauschverteilung ist tatsächlich weniger gleichmäßig als in Figur 3. Diese Figuren veranschaulichen die Bedeutung des Rekonstruktionsalgorithmus und zeigen, wie die dem Algorithmus anhaftende Gewichtung die Gleichmäßigkeit eines Rauschens über dem Bild beeinflussen kann.

Es ist ferner unter Verwendung des Verfahrens der Erfindung möglich, die Verweilzeiten speziell zu ändern, um auf ausgewählte Bereiche des Bildes zu zielen und dadurch das SNR zu erhöhen und das Bild in diesem ausgewählten Bereich zu vergrößern. Zum Beispiel kann auf Kosten der Bildqualität in anderen Teilen des Bildes die Verteilung der Verweilzeiten berechnet werden, um speziell auf die Lungen zu zielen.

Die oben beschriebenen Ausführungsformen der Erfindung sind nur beispielhaft angegeben, und es sollte sich verstehen, daß

kreisförmigen Ebene detektiert wird. Diese Verteilung der Signalamplituden ist in der graphischen Darstellung von Figur 2 abgebildet, wobei die Signalamplitude auf der senkrechten Achse dargestellt ist und die Elektrodenposition um den Umfang der kreisförmigen Ebene auf der horizontalen Achse dargestellt ist, wobei die Kanalnummer 1 das Empfangspaar  $1/2$  repräsentiert und so weiter.

Als Folge dieser ungleichen Verteilung der Signalamplituden und unter der Annahme eines gleichmäßigen Rauschens von den verschiedenen Messungen ist das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) für diejenigen Messungen entsprechend niedriger, die auf der gegenüberliegenden Seite der kreisförmigen Ebene von dem Ansteuerpaar vorgenommen wurden, wie z.B. den Elektroden 9 und 10 in diesem Exempel. Tatsächliche gemessene Signale, die Widerstandsinformationen über Punkte innerhalb der Körperebene in dem dargestellten, in Figur 1 schraffierten Bereich repräsentieren, werden das niedrigste SNR aufweisen. Wie ersichtlich ist, enthält dieser Bereich das zentrale Gebiet der Ebene und mehr periphere Teile dieses schraffierten Bereichs. Da die anderen benachbarten Elektrodenpaare nachher als Ansteuerpaare verwendet werden, wird über die weiteren Umfangbereiche der Ebene mehr Information gesammelt, aber Punkte innerhalb des zentraleren Gebiets der Körperebene haben immer detektierte Signale mit dem niedrigsten SNR zur Folge. Dies ist die Ursache für ein hohes Rauschen und daher eine geringe Signalzuverlässigkeit für Pixel innerhalb des zentralen Gebiets des Bildes.

Indem man von dem Verfahren der Erfindung Gebrauch macht, kann das SNR für dieses zentrale Gebiet erhöht werden, indem man eine längere Zeitspanne zur Durchführung jeder Messung aufwendet, falls diese Messung Informationen über das zentrale Gebiet enthält. Mit anderen Worten ist innerhalb jedes Datenprofils die Zeitspanne, in der jede Messung vorgenommen wird, oder die Verweilzeit von der Lage des Elektrodenpaares abhängig, wo die Messung vorgenommen wird. Die Gesamtzeit zum Erfassen des Datenprofils wird beibehalten, indem man entsprechend die Verweilzeit für Empfangspaar nahe dem Ansteuerpaar verringert und daher zumindest teilweise das SNR über das Bild ausgleicht.

Das grundlegendste BIT-Datenerfassungssystem beinhaltet eine serielle Datenerfassung, wodurch für jedes Datenprofil Messungen von den Empfangspaaren in einer um den Umfang fort-

schreitenden Abfolge vorgenommen werden. Dies wird durch Schalten der Eingänge in die Verstärker des Datenerfassungssystems gemäß einer gespeicherten Schaltsequenz erreicht. Bei Verwendung solch eines Systems wird die Erfindung genutzt, indem man eine neue Schaltsequenz programmiert, wobei die Verweilzeiten aus z.B. der theoretischen Signalamplitudenverteilung von Figur 2 bestimmt werden, so daß das Datenerfassungsintervall dem Inversen der theoretischen Signalamplitude proportional ist und die gesamte Datenerfassungszeit im wesentlichen unverändert ist. Die Technik erfordert keine neue Ausrüstung gegenüber der herkömmlicherweise für EIT-Systeme verwendeten, sondern erfordert einfach eine modifizierte Schaltsequenz.

Tatsächlich dominieren zwei Faktoren das ungleiche SNR über ein EIT-Bild. Der dynamische Bereich der Signale ist ein Faktor, und der andere ist der dem Rekonstruktionsalgorithmus anhaftende Gewichtungsprozess. Ein Modifizieren der Verweilzeiten gemäß den theoretischen Signalamplituden wird die Rauschverteilung über das Bild infolge dieses zweiten Faktors tatsächlich nicht ausgleichen. In der Praxis jedoch erzeugt ein Modifizieren der Verweilzeiten sogar in dieser einfachen Weise in dem zentralen Gebiet des Bildes eine beträchtliche Verbesserung der Bildqualität.

Als ein Beispiel wird ein Signal mit 50 kHz von einer geeigneten Spannungsquelle mit einer konstanten Spitze-Spitze-Amplitude von 5 mA geliefert. Um eine Bildanziegeschwindigkeit von 25 Teilbildern bzw. Bildern pro Sekunde zu erzielen, ist ein Bildintervall von 40 ms erforderlich. Für ein System mit sechzehn Elektroden muß daher jedes Datenprofil innerhalb von 2,5 ms erfaßt werden, was für jede Messung eine durchschnittliche Verweilzeit von 192 µs gestattet. Durch Modifizieren dieser Verweilzeit in Abhängigkeit von der Lage des Empfangspaares in bezug auf das Ansteuerpaar um einen Faktor, der durch z.B. die theoretische Signalamplitude bestimmt ist, wie oben erläutert wurde, kann der Ausgleich der Rauschelemente jedes Datenprofils merklich verbessert werden.

EIT-Datenerfassungssysteme jüngeren Datums beinhalten eine parallele Datenerfassung, um die Geschwindigkeit der Datenerfassung zu erhöhen. In solchen Systemen wird ein Konstantstrom-generator zwischen benachbarten Elektrodenpaaren im Multiplex-

wellzeiten für die kleinsten bzw. größten Signale eine bedeutende Verbesserung in der Gleichmäßigkeit des Bildrauschens ergibt, aber das Rauschen in dem Mittelteil noch schlechter als am Rand des Bildes ist. Größere Verhältnisse könnten verwendet werden, aber diese wären nicht praktisch. Ein Verhältnis von etwa 49 zu 1 ist ein realistisches Verhältnis, daß an einem seriellen Datenerfassungssystem implementiert werden könnte, das bei 10 Bildern pro Sekunde läuft bzw. arbeitet, indem es für die großen Messungen etwa 30 µs und für die kleinen 1.500 µs aufwendet. Weil die meisten EIT-Systeme Frequenzen von etwa 50 kHz mit einer Periode von 20 µs verwenden, wurden größere Verhältnisse nicht genug Zeit ergeben, um die größeren Messungen vorzunehmen. Für ein Verhältnis von 49 zu 1 fand man auch, daß die SNR-Verbesserung beinahe linear proportional zur Quadratwurzel der Erfassungszeit war, aber für viel größere Verhältnisse war dies nicht der Fall, weil das Rauschen kein streng Gaußsches Rauschen war.

Y	DATENSATZ		BILD	
	Verweilzeit	SNR-Verbesserung (Theoretisch)	SNR-Verbesserung (Gemessen)	
1 größte	1	0 dB Rand	0 dB Rand	
2	4	6,0 dB	5,9 dB	
3	9	9,5 dB	9,5 dB	
4	16	12,0 dB	11,9 dB	
5	25	14,0 dB	13,8 dB	
6	36	15,6 dB	15,4 dB	
7 kleinste	49	16,9 dB Mitte	16,5 dB Mitte	

Tabelle 1. ERGEBNISSE EINES RAUSCHAUSGLEICHSCHEMAS

Diese zeigt die Ergebnisse einer Anwendung eines Rauschausgleichs auf Bilder, die unter Verwendung des WK-1-Algorithmus rekonstruiert wurden. Y listet die Messungen von der größten (dem Strom einpeisenden Paar benachbart) zu der kleinsten (auf der gegenüberliegenden Seite des Tanks) auf. Das System verwendet 16 Elektroden, so daß ein Profil aus 13 Messungen besteht. Durch Variieren der Verweilzeiten, wie dargestellt ist, wird eine zunehmende Verbesserung im SNR von dem Rand zur Mitte des Bildes erhalten.



5 wertestes über die 6.000 Bilder berechnet. Zwei Bildrekonstruk-  
 tionsalgorithmen wurden verwendet, auf die im folgenden als die  
 Mk-1- und die Mk-2-Algorithmen verwiesen wird. Der Mk-1-  
 Algorithmus ist in Barber D.C. und Brown B.H., 1986, Recent de-  
 10 velopments in applied potential tomography, Information Proce-  
 sing in Medical Imaging, herausgegeben von S. Bacharach  
 (Dordrecht: Martinus Nijhoff), Seiten 106-21, beschrieben, wo-  
 hingegen der Mk-2-Algorithmus in Barber D.C. und Brown B.H.,  
 1990, Progress in electrical impedance tomography, Inverse Pro-  
 15 blems in Partial Differential Equations, herausgegeben von D.  
 Colton, R. Ewing und W. Rundell (Philadelphia: SIAM), Seiten  
 151-64, und in Barber D.C. und Brown B.H., 1990, Reconstruction  
 of impedance images using filtered back projection, Proc. CAIT  
 Meeting on Electrical Impedance Tomography (Copenhagen), Seite  
 108, beschrieben ist. Diese beiden Rekonstruktionsalgorithmen  
 unterscheiden sich insofern, als der zweite eine bessere und  
 gleichmäßigere Punkantwortfunktion als der erste ergibt. Die  
 Ergebnisse zeigten, daß das RMS-Rauschen bei der Mitte etwa  
 20,4 dB und 29,5 dB schlechter als das am Rand war, wenn man  
 20 den Mk-1- bzw. Mk-2-Rekonstruktionsalgorithmus verwendete.

Um herauszufinden, wie gleichmäßig das Bildrauschen mit  
 perfekten Daten wäre, wurden 6.000 Bilder mit hinzugefügtem  
 Rauschen so simuliert, daß sich eine Standardabweichung von 0,1  
 auf allen Spannungen ergab. Diese Bilder wurden, um 6.000 Bil-  
 25 der zu erzeugen, unter Verwendung von sowohl dem Mk-1- als auch  
 dem Mk-2-Rekonstruktionsalgorithmus rekonstruiert. Durch Messen  
 des RMS-Rauschens an den den Durchmesser kreuzenden 16 Pixeln  
 sah man, daß das Rauschen auf den zentralen Pixeln etwa dreimal  
 und zehnmal höher als auf den Randpixeln war, wenn man den Mk-  
 30 1- bzw. Mk-2-Rekonstruktionsalgorithmus verwendete. Man schloß,  
 daß die ungleiche Rauschverteilung in Bildern von dem Tank so-  
 wohl durch Änderungen im SNR an den gemessenen Spannungen als  
 auch durch den verwendeten Bildrekonstruktionsalgorithmus ver-  
 ursacht wird. Man konnte ebenfalls folgern, daß es eine Vertei-  
 35 lung von Signal-Rausch-Verhältnissen auf den gemessenen Span-  
 nungen gibt, die ein gleichmäßiges Rauschen in den rekonstru-  
 ierten Bildern hervorrufen würde.

Verschiedene Methoden zum Ausführen eines Rauschvergleichs  
 wurden dann versucht und die Ergebnisse verglichen. Man fand,  
 40 daß ein Verhältnis von 49 zu 1 (Tabelle 1) zwischen den Ver-

Betrieb betrieben, und Differenzverstärker sind zwischen allen  
 derartigen Elektrodenpaaren angeordnet, was eine gleichzeitige  
 Erfassung von Daten von jedem Datenprofil gestattet. Auf diese  
 Weise ist für ein bestimmtes Bildintervall eine längere Ver-  
 5 weilzeit für jede Spannungsmessung verfügbar.

Verwendet man solch ein System, kann die Erfindung genutzt  
 werden, indem man sukzessiv Verstärker entfernteren Paaren zu-  
 ordnet, während sie von den benachbarten abgeschaltet werden,  
 in einer Reihenfolge, die ausgewählt wird, um die Daten in der  
 10 effizientesten Weise zu sammeln, während sichergestellt wird,  
 daß die gewünschten Verweilzeiten für jede Messung beibehalten  
 werden. Auf diese Weise werden zwei oder mehr Verstärker ver-  
 wendet, um Messungen der kleineren Signale vorzunehmen, wohin-  
 gegen nur einer verwendet würde, um die größten Signale zu mes-  
 15 sen. Wenn der gesamte Bildsatz erfaßt ist, wird daher das SNR  
 der datenenthaltenden Informationen über die zentraleren Gebie-  
 te des Körpers höher sein.

Alternativ wird ein Mehrfrequenzsystem verwendet, das ver-  
 schachtelte Ansteuer- und Empfangspaare nutzt. Mit diesem  
 20 System kann jedes Ansteuerpaar und jedes Empfangs paar bei ir-  
 gendeiner von mehreren Frequenzen betrieben werden. Daher kön-  
 nen Messungen zwischen verschiedenen Ansteuer- und Empfangs-  
 paaren durch gleichzeitiges Arbeiten bei den verschiedenen Fre-  
 quenzen parallel vorgenommen werden.

In einem System mit 16 Elektrodenpaaren 1/3, 3/5, 5/7, etc.  
 kann z.B. jedes so angeordnet sein, daß es bei irgendeiner von  
 acht Frequenzen f1 bis f8 angesteuert wird. Als Empfangspaare  
 können Elektrodenpaare 2/4, 4/6, 6/8, etc. jeweils bei einer  
 der Frequenzen f1 bis f8 verwendet werden. Die Datenerfassung  
 30 wird folgendermaßen vorgenommen:

Ansteuerung	Empfang
1/3 bei f1	4/6 bei f1
3/5 bei f2	6/8 bei f2
5/7 bei f3	8/10 bei f3
↓	↓
15/1 bei f8	2/4 bei f8

Das Obige repräsentiert eine einzige Meßperiode, und weil  
 alle entsprechenden Ansteuer- und Empfangspaare durch einen re-

lativ kurzen Umfangsabstand getrennt sind, werden die Signale groß sein und kann eine kurze Verweilzeit ausgewählt werden. Der nächste Datenerfassungssatz wird folgendermaßen erstellt:

**Ansteuerung**

1/3 bei f<sub>1</sub>  
3/5 bei f<sub>2</sub>  
5/7 bei f<sub>3</sub>  
↓  
10/12 bei f<sub>3</sub>

**Empfang**

6/8 bei f<sub>1</sub>  
8/10 bei f<sub>2</sub>  
10/12 bei f<sub>3</sub>

15/1 bei f<sub>8</sub>

4/6 bei f<sub>8</sub>

Diese werden kleinere Signale sein, so daß eine längere Verweilzeit ausgewählt wird. Der Prozeß wird fortgesetzt, wobei jede Datenerfassungsperiode verwendet wird, um Signale von Ansteuerpaaren und Empfangspaaren parallel zu messen, die durch den gleichen Umfangsabstand getrennt sind, und die Verweilzeit für jede Erfassungsperiode gemäß diesem Abstand vorbestimmt ist. Der letzte Datenerfassungssatz der obigen Sequenz wird folgendermaßen lauten:

**Ansteuerung**

1/3 bei f<sub>1</sub>  
3/5 bei f<sub>2</sub>  
5/7 bei f<sub>3</sub>  
↓

**Empfang**

14/16 bei f<sub>1</sub>  
16/2 bei f<sub>2</sub>  
2/4 bei f<sub>3</sub>

15/1 bei f<sub>8</sub>

12/14 bei f<sub>8</sub>

Die Datenerfassungszeit für diesen letzten Satz wird die gleiche wie die für den ersten Satz der Sequenz sein, da der Abstand zwischen Ansteuerpaar und Empfangs paar identisch ist.

Diese Technik ergibt einen kompletten Datensatz aus 384 (8\*6) Messungen. Für jedes der Ansteuerpaare sind getrennte Generatoren erforderlich, aber das System beinhaltet kein Schalten der Verstärker von einem Elektrodenpaar zu einem anderen, sondern nur das Schalten von Frequenzen, die zu verschiedenen Zeiten empfangen werden.

Die oben beschriebenen Verfahren zur Datenerfassung schlagen ein Modifizieren der Verweilzeit für jede Messung gemäß der Lage des Empfangspaares in bezug auf das Ansteuerpaar um einen durch die theoretische Signalgröße bestimmten Betrag vor. Alternativ kann die Verweilzeit für jede Messung auf der Basis der Amplitude jedes Signals, wie es gemessen wird, gesteuert werden, da man beobachtet hat, daß sich theoretische und gemessene

Signale unterscheiden können, besonders wo das erwartete Signal groß ist.

Eine Reihe von Experimenten wurde von den Brüdern durchgeführt, um die räumliche Verteilung des Rauschens in Bildern von einem mit Salz gefüllten Tank zu untersuchen und ein Rauschvergleichsverfahren gemäß der Erfindung zu testen, wobei ein solches Verfahren von der Wahl einer längeren Verweilzeit für kleinere Signale abhängig ist.

Von einem kreisförmigen, zylindrischen, mit Salz gefüllten Tank wurden mit um dessen Umfang gleich beabstandeten 16 Messingelektroden Testdaten gesammelt. Der Tankdurchmesser betrug annähernd 152 mm. Die Salzlösung dehnte sich über 155 mm oberhalb und 90 mm unterhalb der Elektrodenoberfläche mit einer Leitfähigkeit von 2 mS/cm bei 25 °C aus.

Zwei Gruppen von Tankdaten wurden für sowohl die Untersuchung der Rauschverteilung als auch die Ausgleiche experimente gesammelt. Jede Datengruppe enthielt 6.000 Teilbilder bzw. Bilder aus 104 Messungen, die bei 25 Bildern pro Sekunde erfaßt wurden. Die erste Datengruppe wurde von dem mit Salz gefüllten Tank ohne irgendein Objekt und der zweite Datensatz mit einer unter 38 mm von dem Rand des Tanks eingeführten Kunststoffanlage (mit einem Durchmesser von 10 mm) erfaßt.

Die Rauschverteilung von sowohl den gemessenen Spannungen als auch den rekonstruierten Bildpixeln wurde durch Berechnen des Effektivwert- (RMS)-Rauschens und des Signal-Rausch-Verhältnisses bestimmt.

Die Rauschverteilung der Spannungsmessungen zwischen den Elektroden um den Tank wurde als das Verhältnis der Standardabweichung zu dem Mittelwert der Messungen jeder Spannungsdifferenz über die 6.000 Bilder der ersten Datengruppe berechnet. Man fand, daß das SNR auf den kleinsten Spannungsmessungen etwa 10 dB schlechter als das der größten Spannungsmessungen war. Die größten Spannungen sind diejenigen, die nahe den Elektroden aufgetragen wurden, durch die ein Strom gerade eingespeist wird, und die kleinsten sind diejenigen auf der anderen Seite des Tanks.

Nachdem man die Bilder als Abbildungen rekonstruiert hatte, wobei das erste Bild als eine Referenz verwendet wurde, wurde das RMS-Rauschen an jedem der 16 Pixel über einen Durchmesser der Abbildungen bzw. Bilder als die Standardabweichung des pi-